

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 3 月 4 日 (04.03.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/019060 A1

- (51) 国際特許分類: G01T 7/00, 1/161
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/010526
(22) 国際出願日: 2003 年 8 月 20 日 (20.08.2003)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願2002-240841 2002 年 8 月 21 日 (21.08.2002) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 浜松ホトニクス株式会社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.)
[JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 Shizuoka (JP).
(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 平井 忠明

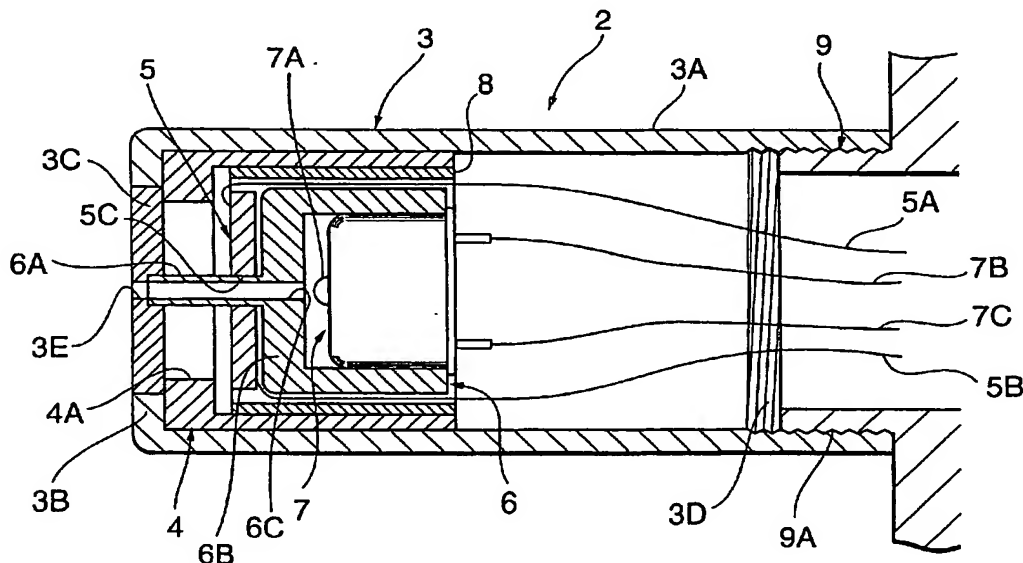
(HIRAI,Tadaaki) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 富田 康弘 (TOMITA,Yasuhiro) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 金原 正典 (KINPARA,Masanori) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 中田 道篤 (NAKADA,Michiatsu) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 白柳 雄二 (SHIRAYANAGI,Yuji) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 松井 信二郎 (MATSUI,Shinjiro) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県 浜松市 市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).

(74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外 (HASEGAWA,Yoshiki et al.);
〒104-0061 東京都 中央区 銀座一丁目10番6号 銀座
ファーストビル 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION DETECTOR

(54) 発明の名称: 放射線検出器



(57) Abstract: When the tip of a radiation detection probe (2) is directed to a place to be measured, pointer light emitted from a light emission device (7) is projected to the place to be measured after sequentially passing through a transmission window (5C) of a radiation detection element (5) and a projection window (3E) of a probe cover (3). The place to be measured is clearly indicated as a bright point by the pointer light. Radiation from the place to be measured passes through the tip of the probe cover (3), collimated by a radiation introduction window (4A) of a side shield (4), and then enters in the radiation detection element (5). The amount of radiation is thus measured.

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許

(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 放射線検出プローブ (2) の先端を被測定箇所に向けると、発光デバイス (7) から発するポインタ光が、放射線検出素子 (5) の透過窓 (5C) およびプローブカバー (3) の投射窓 (3E) を順次に通して被測定箇所へ投射される。このポインタ光により被測定箇所が明点として明確に示される。被測定箇所からの放射線は、プローブカバー (3) の先端を通し、サイドシールド (4) の放射線導入窓 (4A) によってコリメートされた後、放射線検出素子 (5) に入射する。これにより、放射線量が検出される。

明細書

放射線検出器

技術分野

5 本発明は、ハンドヘルドの放射線検出器に関し、特に、放射線検出プローブを有する放射線検出器に関する。

背景技術

ハンドヘルドの医療用放射線検出器が米国特許 6 2 3 6 8 8 0 B 1 号に開示されている。この放射線検出器は、プローブと、そのプローブの先端に着脱自在に装着されるプローブチップとを有する。

10 放射線検出プローブを有する一般的な放射線検出器は、プローブの先端を被測定箇所に接触させるか、あるいは被測定箇所に極力接近させて放射線を検出するように構成されている。このため、放射線を検出している箇所からプローブの先端が遠く離れると、使用者がその箇所を把握することは難しい。

発明の開示

15 本発明は、放射線を検出している箇所の把握が容易な放射線検出器を提供することを課題とする。

本発明に係る放射線検出器は、本体と、本体に接続された放射線検出プローブとを備えている。放射線検出プローブは、放射線検出プローブの先端を透過する放射線を検出する放射線検出素子と、放射線検出プローブの先端に向けてポイン
20 タ光を発する発光デバイスと、放射線検出プローブの先端に設けられ、前記ポインタ光を透過させる第 1 の窓とを含んでいる。

放射線検出素子は、放射線検出プローブの先端と発光デバイスとの間に配置されていて、ポインタ光を透過させる第 2 の窓を有していてもよい。この場合、ポインタ光は、第 2 窓および第 1 窓を順次に透過して放射線検出プローブから放出
25 される。放射線検出素子は、第 2 窓を取り囲むように配置された複数の素子片に分割されていてもよい。

放射線検出プローブは、第1窓の中に設置された集光レンズをさらに含んでもよい。

放射線検出器は、発光デバイスから第1窓へポインタ光を案内する光ガイドをさらに含んでもよい。光ガイドは、発光デバイスから第1窓まで延びるパイプを有していてもよい。このパイプは放射線検出素子の第2窓を貫通していてもよい。このパイプ内に光ファイバが収容されていてもよい。

放射線検出プローブは、発光デバイスを覆う遮光カバーをさらに含んでもよい。この場合、光ガイドは、遮光カバーに設けられた貫通孔を有していてもよい。上記のパイプは、この貫通孔に連通する中空部を有していてもよい。

放射線検出プローブは、放射線検出プローブの先端と放射線検出素子の間に配置され放射線をコリメートするコリメータをさらに含んでもよい。第1窓はコリメータの中心軸上に形成されていてもよい。この場合、ポインタ光は被測定箇所の中央に照射されるので、ポインタ光によって被測定箇所をより正確に示すことができる。放射線検出素子が第2窓を有する場合、第1および第2窓の双方がコリメータの中心軸上に形成されていることが好ましい。

放射線検出プローブは、その先端に設けられた入力板をさらに有していてもよい。入力板は1 keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断してもよい。

この発明は、以下の詳細な説明および添付図面から、より十分に理解されるようになる。添付図面は、単なる例示に過ぎない。したがって、添付図面がこの発明を限定するものと考えるべきではない。

この発明のさらなる適用範囲は、以下の詳細な説明から明らかになる。しかし、この詳細な説明および特定の例は、この発明の好適な形態を示してはいるが、単なる例示に過ぎない。この発明の趣旨と範囲内における様々な変形および変更が、この詳細な説明から当業者には明らかになるからである。

図面の簡単な説明

図1は、第1実施形態に係る放射線検出器を示す斜視図である。

図 2 は、図 1 に示した放射線検出器の縦断面図である。

図 3 は、図 2 に示した放射線検出プローブの組立状態での拡大断面図である。

図 4 は、図 3 に示した放射線検出プローブをその先端側から見た分解斜視図である。

5 図 5 は、第 2 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 6 は、第 3 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 7 は、第 4 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 8 は、第 5 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 9 は、第 6 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

10 図 10 は、第 7 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 11 は、第 8 実施形態に係る放射線検出素子を示す斜視図である。

図 12 は、第 9 実施形態に係る放射線検出プローブの組立状態での拡大断面図である。

15 図 13 は、第 10 実施形態に係る放射線検出プローブの組立状態での拡大断面図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

第 1 実施形態

20 図 1 は本実施形態に係る放射線検出器を示す斜視図、図 2 は図 1 に示した放射線検出器の縦断面図、図 3 は図 2 に示した放射線検出プローブの組立状態での拡大断面図、図 4 は図 3 に示した放射線検出プローブの構成部品を放射線検出プローブの先端側から見た分解斜視図である。

25 放射線検出器 100 は、ハンドヘルドのコードレス型サージカルプローブである。放射線検出器 100 は、図 1 に示すように、本体 1 と、本体 1 から突出するように本体 1 の先端に設けられた放射線検出プローブ 2 を有する。放射線検出器

100は、本体1を握って操作される。放射線検出器100は、例えば、放射性薬剤を用いた乳癌の転移巣検出に使用される。本体1の表面には、液晶表示パネル1Aおよびスイッチ1Bが設けられている。

図2に示すように、本体1は中空である。本体1の内部には、図示しない信号処理回路、駆動回路、電子音発生器、電源回路、バッテリー等が収容されている。信号処理回路は、放射線検出プローブ2から送出される検出信号を処理し、放射線量を示すデータ信号を生成する。このデータ信号は駆動回路に送られる。駆動回路は、そのデータ信号が示す放射線量を液晶表示パネル1A上に表示するとともに、電子音発生器を駆動してその放射線量に応じた電子音を鳴らす。

図3および図4に示すように、放射線検出プローブ2は、円筒キャップ状のプローブカバー3に覆われている。プローブカバー3内には、サイドシールド4、放射線検出素子5、遮光カバー6、発光デバイス7などが収容されている。放射線検出素子5および遮光カバー6は筒状のケーシング8に包囲されている。

プローブカバー3は、ほぼ円筒状のカバー本体3Aを有する。カバー本体3Aは、その先端において径方向内向きに延びる円環状の突起3Bを有する。円環状突起3Bの内周には、円形の入力板3Cがはめ込まれている。入力板3Cは、プローブカバー3が封止されるように接着剤などを用いて固定される。

カバー本体3Aは、例えば、ステンレス鋼やアルミニウム等の金属材料、あるいは導電性のある樹脂材料から構成されている。カバー本体3Aの基端部の内周には、メネジ3Dが形成されている。メネジ3Dは、本体1の先端に設けられたコネクタ9のオネジ9Aと螺合する。

一方、入力板3Cは、可視光および赤外光を遮断するとともに検出すべき放射線を透過させる材料、例えばアルミニウムやアモルファスカーボン、から構成されている。これは、検出すべき放射線以外の電磁波が放射線検出素子5に入射するとノイズ信号の原因となるからである。好ましくは、入力板3Cは、1keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断するとともに検出すべき放射線を透過さ

せる材料から構成される。入力板 3 C の中央には、後述するポインタ光を透過させる投射窓 3 E がサイドシールド 4 の中心軸上に形成されている。

放射線検出素子 5 は、放射線フォトンのエネルギーに応じた波高を持つ電圧パルスを発生する半導体素子である。この検出素子 5 は、ケーシング 8 内に収容可能な大きさの円板状をしている。検出素子 5 の前面（検出面）および後面には、
5 検出信号を出力するためのリード線 5 A および 5 B が接続されている。リード線 5 A および 5 B は、本体 1 内の信号処理回路（図示せず）に電氣的に接続されている。

サイドシールド 4 は、放射線検出の指向性を高めるための部品である。サイド
10 シールド 4 は、放射線を遮断可能な材料、例えば鉛（Pb）やタングステン（W）から構成されている。この材料はゴムでコーティングされていてもよい。サイドシールド 4 は、プローブカバー 3 の中空部と嵌合するほぼ円筒キャップ状の部材である。サイドシールド 4 の中空部は、ケーシング 8 と嵌合する。サイドシールド 4 の先端に位置する前壁には、入力板 3 C および放射線検出素子 5 の双方に
15 対面する放射線導入窓 4 A が設けられている。窓 4 A は、サイドシールド 4 の中心軸上に設けられた円筒状の貫通孔である。放射線は窓 4 A を通過して放射線検出素子 5 に入射する。サイドシールド 4 は、円環状突起 3 B の後面に当接するようにカバー本体 3 A にはめ込まれ、固定されている。

サイドシールド 4 が放射線検出素子 5 の側面を覆っているため、放射線検出素子 5 の側方からの放射線入射が防止される。この結果、プローブ 2 の向いている
20 方面から飛来する放射線のみが検出されるので、放射線検出の指向性が高まる。さらに、サイドシールド 4 は、窓 4 A を有するため、放射線用のコリメータとしても機能する。窓 4 A はサイドシールド 4 と同軸に形成されており、したがって、窓 4 A およびサイドシールド 4 の軸とほぼ平行に進行する放射線のみが放射線
25 検出素子 5 に入射する。これが窓 4 A のコリメート作用である。このようなコリメート作用により、放射線検出の指向性がいっそう高まる。

放射線検出素子 5 の中央には、透過窓 5 C が形成されている。透過窓 5 C は、サイドシールド 4 の中心軸上を延在し、放射線検出素子 5 を貫通する孔である。透過窓 5 C は、後述するポインタ光を透過させるためのものである。本実施形態では、透過窓 5 C は、後述する遮光カバー 6 から突出するパイプ 6 A を収容可能な大きさを有している。

遮光カバー 6 は、円筒キャップ状をしている。遮光カバー 6 は、放射線検出素子 5 と共に筒状のケーシング 8 内に収容されて保持されている。遮光カバー 6 は、放射線検出素子 5 の直後方に配置されている。遮光カバー 6 の中空部は、発光デバイス 7 と嵌合してそれを保持する。この遮光カバー 6 の前壁 6 B からは、パイプ 6 A が突出している。パイプ 6 A は、放射線検出素子 5 の透過窓 5 C を貫通し、プローブカバー 3 の投射窓 3 E まで延びている。パイプ 6 A の中空部の先端は、投射窓 3 E に連通しており、パイプ 6 A の中空部の基端は、前壁 6 B に形成された貫通孔 6 C および遮光カバー 6 の中空部に連通している。このように、パイプ 6 A および貫通孔 6 C は、サイドシールド 4 の中心軸に沿って発光デバイス 7 から投射窓 3 E まで延びる光ガイドを形成している。

発光デバイス 7 は、レーザダイオードや発光ダイオード等の半導体発光素子を内蔵しており、発光部 7 A から指向性のあるポインタ光を放出する。発光デバイス 7 は、リード線 7 B および 7 C を介して本体 1 内の電源回路（図示せず）に接続されている。発光部 7 A は、放射線検出素子 5 の後方においてサイドシールド 4 の中心軸上に配置されており、遮光カバー 6 の貫通孔 6 C に対面している。

ケーシング 8 は、放射線検出素子 5 および遮光カバー 6 を収容して保持しつつサイドシールド 4 の中空部にはめ込まれ、固定されている。このケーシング 8 は、例えば、ジュラコン等の樹脂材料や、導電性のある金属材料から構成されている。

放射線検出器 100 は、例えば、放射性薬剤を用いた乳癌の転移巣検出などに使用される。放射線検出プローブ 2 の先端を患者の被測定部位に接触させること

なく被測定部位に向けると、発光デバイス 7 の発光部 7 A からの指向性のあるポインタ光が遮光カバー 6 の貫通孔 6 C およびパイプ 6 A によって案内され、プローブカバー 3 の投射窓 3 E から被測定部位に投射される。この指向性のあるポインタ光により患者の被測定部位が明点として明確に特定される。

5 ポインタ光により特定された被測定部位から発する放射線はプローブカバー 3 の入力板 3 C およびサイドシールド 4 の放射線導入窓 4 A を通過して放射線検出素子 5 に入射する。サイドシールド 4 6 および窓 4 A によって、被測定部位以外の部位からの放射線は遮断される。このため、放射線検出素子 5 は、被測定部位からの放射線量を高精度に検出することができる。

10 放射線検出素子 5 は、放射線量に応じた検出信号を生成する。この検出信号は、リード線 5 A および 5 B を通じて本体 1 内の信号処理回路（図示せず）に送られる。信号処理回路は、検出信号を処理し、放射線量を示すデータ信号を生成する。このデータ信号に基づく放射線量は、液晶表示パネル 1 A に表示される。また、放射線量に応じた電子音が再生される。

15 このように、指向性のあるポインタ光が光ガイド、すなわちパイプ 6 A および貫通孔 6 C によって投射窓 3 E に案内されるため、投射窓 3 E から被測定部位に向けてポインタ光を確実に投射することができる。この結果、放射線検出器 1 0 0 の使用者は、放射線を検出している部位を容易に把握することができる。

20 特に、本実施形態では、ポインタ光が示す被測定部位からの放射線が正確に放射線検出素子 5 に入射する。これは、透過窓 5 C および投射窓 3 E がサイドシールド 4 の中心軸上に形成され、さらに、パイプ 6 A および貫通孔 6 C によって案内されるポインタ光の光軸がサイドシールド 4 の中心軸と一致しているからである。ポインタ光は被測定部位の中央に照射されるので、ポインタ光によって被測定部位をより正確に示すことができる。これに応じて、被測定部位からの放射線
25 を正確に検出することができる。

以下では、図 5 ～図 1 1 を参照しながら、本発明の第 2 ～第 8 実施形態を説明

する。これらの実施形態は、放射線検出素子 5 の構造が第 1 実施形態と異なっており、そのほかは第 1 実施形態と同様の構成を有している。すなわち、これらの実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 5 ～ 図 1 1 に示す放射線検出素子に置き換えた構成を有している。図 5 ～ 図 1 1 に示すように、これらの実施形態では、放射線検出素子が複数の素子片に分割されて透過窓の周囲に配置される。このため、放射線検出素子に透過窓を形成する難しい加工が必要ない。したがって、第 2 ～ 第 8 実施形態の放射線検出器は製造が容易である。

第 2 実施形態

第 2 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 5 に示す放射線検出素子 1 0 に置き換えた構成を有している。放射線検出素子 1 0 は、ほぼ正方形の 4 枚の素子片 1 0 A から構成されている。各素子片 1 0 A の一角には、斜めの切欠部 1 0 B が形成されている。これらの素子片 1 0 A は、切欠部 1 0 B が相互に向き合って透過窓 1 0 C を画成するように配置されている。

これらの素子片 1 0 A の前面（検出面）同士は、ジャンパ線 1 0 D により相互に並列に接続されている。また、素子片 1 0 A の後面同士もジャンパ線 1 0 D により相互に並列に接続されている。これらの素子片 1 0 A の一つの前面にはリード線 5 A が接続され、他の一つの素子片 1 0 A の後面にはリード線 5 B が接続されている。放射線検出素子 1 0 はケーシング 8 内に収容され、切欠部 1 0 B に取り囲まれた透過窓 1 0 C に遮光カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 3 実施形態

第 3 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 6 に示す放射線検出素子 1 1 に置き換えた構成を有している。放射線検出素子 1 1 は、直角二等辺三角形の 4 枚の素子片 1 1 A から構成されている。これらの素子片 1 1 A は、その斜辺 1 1 B を向き合わせて縦横に配置されている。これら

の斜辺 1 1 B は、正方形の透過窓 1 1 C を画成する。斜辺 1 1 B に囲まれた透過窓 1 1 C に、遮光カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

なお、図示を省略するが、各素子片 1 1 A には、図 5 に示したジャンパ線 1 0 D およびリード線 5 A、5 B と同様のジャンパ線およびリード線が接続されている。図 7 ～図 1 1 に示す放射線検出素子 1 2 ～1 6 についても、図示しないジャンパ線およびリード線が放射線検出素子 1 0 と同様に接続されている。

第 4 実施形態

第 4 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 7 に示す放射線検出素子 1 2 に置き換えた構成を有している。放射線検出素子 1 2 は、正方形の 4 枚の素子片 1 2 A から構成されている。これらの素子片 1 2 A は、その一角部 1 2 B を向き合わせて配置されている。これらの角部 1 2 B は、透過窓 1 2 C を画成する。角部 1 2 B に囲まれた透過窓 1 2 C に遮光カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 5 実施形態

第 5 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 8 に示す放射線検出素子 1 3 に置き換えた構成を有している。放射線検出素子 1 3 は、長方形の 2 枚の素子片 1 3 A から構成されている。これらの素子片 1 3 A は、その長辺 1 3 B を向き合わせて配置されている。これらの長辺 1 3 B は、透過窓 1 3 C を画成する。長辺 1 3 B 間に形成された透過窓 1 3 C に遮光カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 6 実施形態

第 6 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、図 9 に示す放射線検出素子 1 4 に置き換えた構成を有している。放射線検出素子 1 4 は、菱形の 3 枚の素子片 1 4 A から構成されている。これらの素子片 1 4 A は、その鈍角をなす一角部 1 4 B を向き合わせて配置されている。これらの角部 1 4 B は、透過窓 1 4 C を画成する。角部 1 4 B に囲まれた透過窓 1 4 C に遮光

カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 7 実施形態

第 7 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、
図 10 に示す放射線検出素子 15 に置き換えた構成を有している。放射線検出素
子 15 は、正三角形の 6 枚の素子片 15 A から構成されている。これらの素子片
15 A は、その一角部 15 B を向き合わせて配置されている。これらの角部 15
B は、透過窓 15 C を画成する。角部 15 B に囲まれた透過窓 15 C に遮光カバ
ー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 8 実施形態

第 8 実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出素子 5 を、
図 11 に示す放射線検出素子 16 に置き換えた構成を有している。放射線検出素
子 16 は、扇形の 3 枚の素子片 16 A から構成されている。これらの素子片 16
A は、その小円弧部 16 B を向き合わせて配置されている。これらの小円弧部 1
6 B は、透過窓 16 C を画成する。小円弧部 16 B に囲まれた透過窓 16 C に遮
光カバー 6 のパイプ 6 A が挿通される。

第 9 実施形態

以下では、図 12 を参照しながら、本発明の第 9 実施形態を説明する。本実施
形態は、投射窓 3 E 内に集光レンズ 18 が配置されていることを除いて、第 1 実
施形態と同じ構成を有している。集光レンズ 18 は、発光部 7 A からのポインタ
光を集光する。これにより、ポインタ光の拡散が抑えられ、ポインタ光の指向性
が高まる。この結果、投射窓 3 E から被測定部位に向けてポインタ光がいっそう
確実に投射されるので、放射線検出器の使用者は、放射線を検出している部位を
さらに容易に把握することができる。

なお、本実施形態では、放射線検出素子 5 の代わりに第 2 ～ 第 8 実施形態の放
射線検出素子を使用してもよい。

第 10 実施形態

以下では、図 1 3 を参照しながら、本発明の第 1 0 実施形態を説明する。本実施形態は、パイプ 6 A の中空部内に光ファイバ 2 0 が配置されていることを除いて、第 9 実施形態と同じ構成を有している。光ファイバ 2 0 は、発光部 7 A および集光レンズ 1 8 と光学的に結合されている。光ファイバ 2 0 は発光部 7 A から
5 のポインタ光を受け取り、それを集光レンズ 1 8 に送る。光ファイバ 2 0 によってポインタ光の減衰が抑えられるので、投射窓 3 E から被測定部位に向けてポインタ光がいっそう確実に投射される。したがって、放射線検出器の使用者は、放射線を検出している部位をさらに容易に把握することができる。

なお、本実施形態では、放射線検出素子 5 の代わりに第 2 ～第 8 実施形態の放射線検出素子を使用してもよい。
10

以上、本発明をその実施形態に基づいて詳細に説明した。しかし、本発明は上記実施形態に限定されるものではない。本発明は、その要旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

上記の放射線検出素子 5 は、放射線の照射によって発光するシンチレータと、
15 光電変換器との組み合わせに置き換えることができる。シンチレータは、C d W O₄などの希土類酸化物から構成される。光電変換器は、例えば、フォトダイオードに T F T (Thin Film Transistor) が積層された構造を有する。好ましくは、複数のシンチレータおよび複数の光電変換器が透過窓の周囲に配置される。

上記のプロープカバー 3 は、筒状のカバー本体 3 A と、その先端の開口を塞ぐ
20 入力板 3 C という二つの部材から構成されている。しかし、プロープカバーは、キャップ状の一体の部材から構成されていてもよい。この場合、プロープカバーの先端に位置する前壁は放射線が透過し易いように薄肉に形成され、前壁の中央には投射窓 3 E と同様の投射窓が形成される。このようなプロープカバーは、好ましくは、放射線を透過させる材料から構成される。この材料の例として、ステンレス鋼やアルミニウム等の金属材料、あるいは導電性の樹脂材料が挙げられる。
25 。プロープカバーの前壁は、好ましくは、1 k e V 以下のエネルギーを有する電

磁波を遮断するとともに検出すべき放射線を透過させる材料から構成される。

放射線検出プローブの直径と長さの比率は、図示の例に限らず、適宜変更することができる。また、放射線検出プローブの先端部の形状は、平面状に限らず、球面状など丸みを帯びた形状であってもよい。

- 5 上記実施形態の放射線検出器は、医療用のサージカルプローブであるが、本発明の放射線検出器の用途はこれに限定されるものではなく、他の幅広い用途で利用することができる。例えば、本発明の放射線検出器は、原子力発電所や放射線設備を有する研究所等において放射線漏れを検出するために使用することができる。

10 産業上の利用可能性

本発明の放射線検出器を用いて放射線を測定する場合、発光デバイスから発するポインタ光がプローブの先端から被測定箇所へ投射される。これにより、被測定箇所がポインタ光により明点として示される。したがって、放射線を検出している箇所を離れた位置から容易に把握することができ、放射線の測定を効率良く行うことができる。

15

請求の範囲

1. 本体と、

前記本体に接続された放射線検出プローブと、
を備える放射線検出器であって、

5 前記放射線検出プローブは、

前記放射線検出プローブの先端を透過する放射線を検出する放射線検出素子と

、
前記放射線検出プローブの先端に向けてポインタ光を発する発光デバイスと、

前記放射線検出プローブの先端に設けられ、前記ポインタ光を透過させる第1

10 の窓と、

を含んでいる、

放射線検出器。

2. 前記放射線検出素子は、前記放射線検出プローブの先端と前記発光
デバイスとの間に配置されており、

15 前記放射線検出素子は、前記ポインタ光を透過させる第2の窓を有しており、

前記ポインタ光は、前記第2窓および前記第1窓を順次に透過して前記放射線
検出プローブから放出される、

請求の範囲第1項に記載の放射線検出器。

20 3. 前記放射線検出素子は、前記第2窓を取り囲むように配置された複
数の素子片に分割されている、請求の範囲第2項に記載の放射線検出器。

4. 前記放射線検出プローブは、前記第1窓の中に設置された集光レン
ズをさらに含んでいる、請求の範囲第1項～第3項のいずれかに記載の放射線検
出器。

25 5. 前記発光デバイスから前記第1窓へ前記ポインタ光を案内する光ガ
イドをさらに含んでいる、請求の範囲第1項～第4項のいずれかに記載の放射線
検出器。

6. 前記光ガイドは、前記発光デバイスから前記第 1 窓まで延びるパイプを有している、請求の範囲第 5 項に記載の放射線検出器。

7. 前記パイプ内に光ファイバが配置されている、請求の範囲第 6 項に記載の放射線検出器。

5 8. 前記放射線検出プローブは、前記発光デバイスを覆う遮光カバーをさらに含んでおり、

前記光ガイドは、前記遮光カバーに設けられた貫通孔を有している、請求の範囲第 5 項～第 7 項のいずれかに記載の放射線検出器。

10 9. 前記放射線検出プローブは、前記放射線検出プローブの先端と前記放射線検出素子の間に配置され、前記放射線をコリメートするコリメータをさらに含んでいる、請求の範囲第 1 項～第 8 項のいずれかに記載の放射線検出器。

10. 前記第 1 窓が前記コリメータの中心軸上に形成されている、請求の範囲第 9 項に記載の放射線検出器。

15 11. 前記放射線検出プローブは、その先端に設けられた入力板をさらに有しており、

前記第 1 窓は、前記入力板に設けられた貫通孔であり、

前記入力板は、1 keV 以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する、請求の範囲第 1 項～第 10 項のいずれかに記載の放射線検出器。

図1

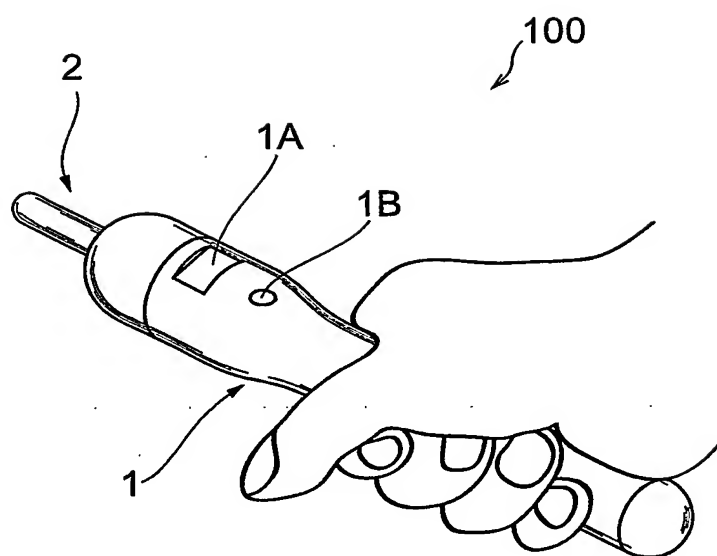


図2

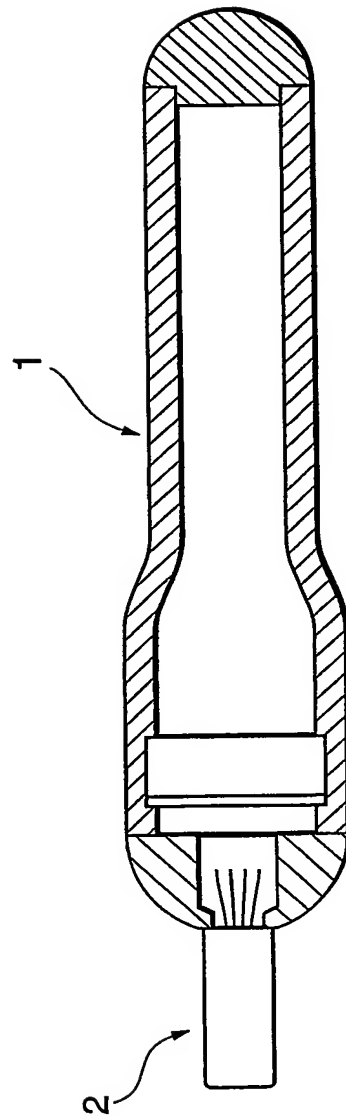
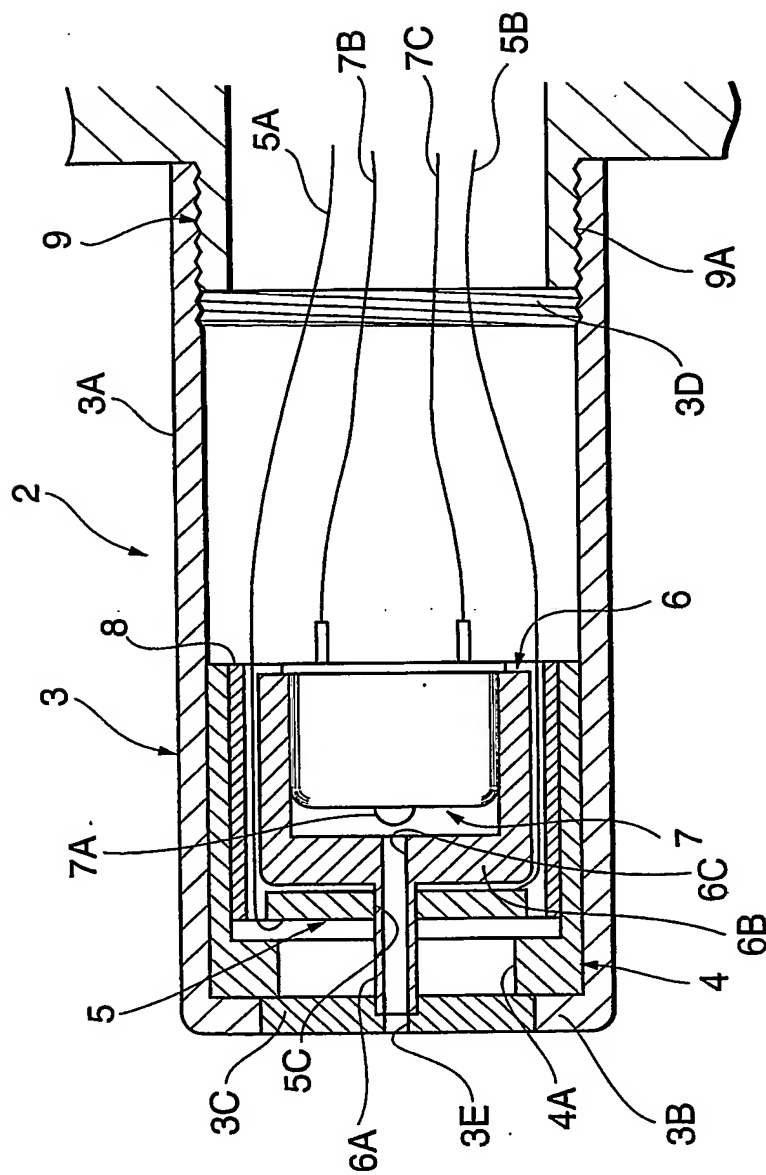


図3



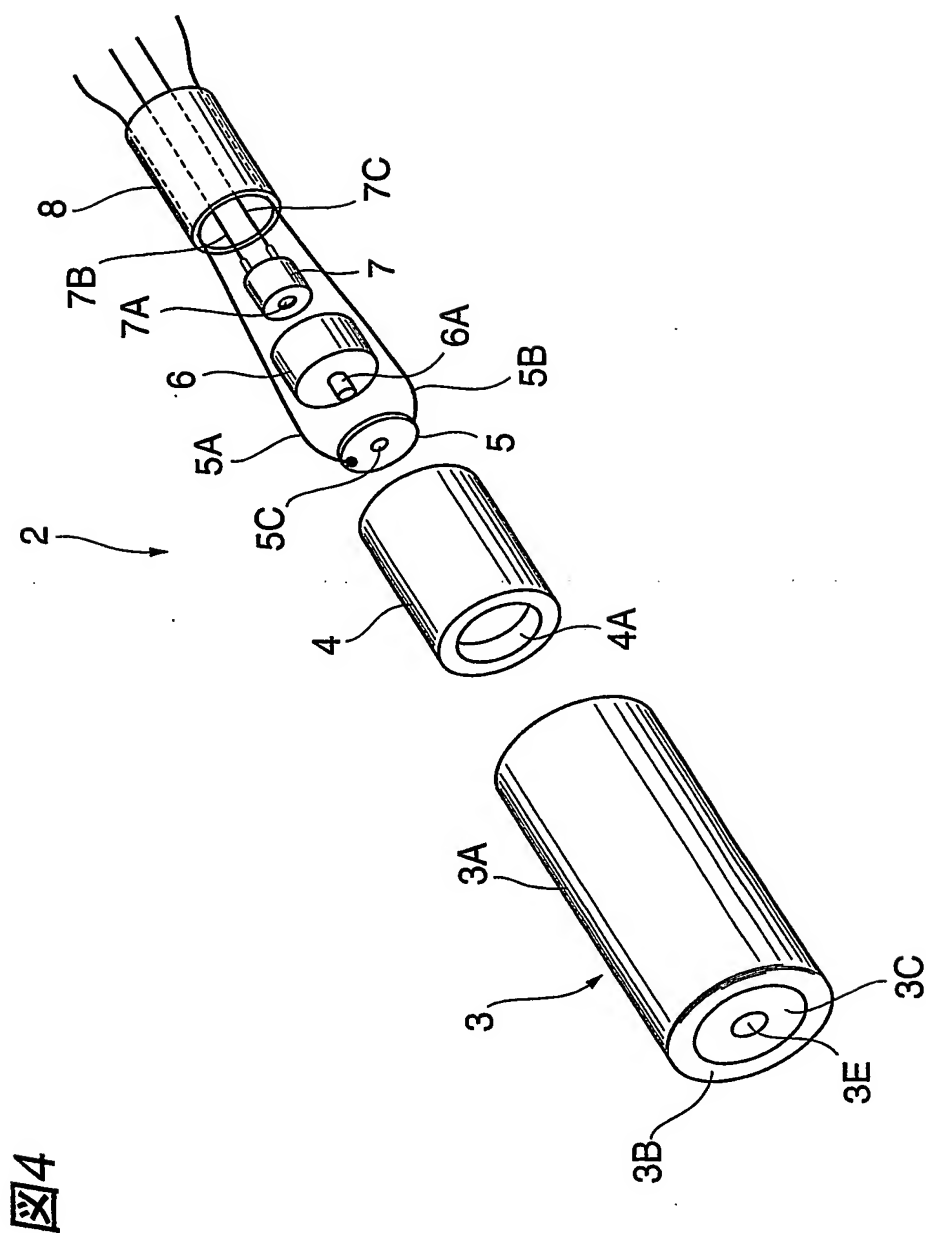


図5

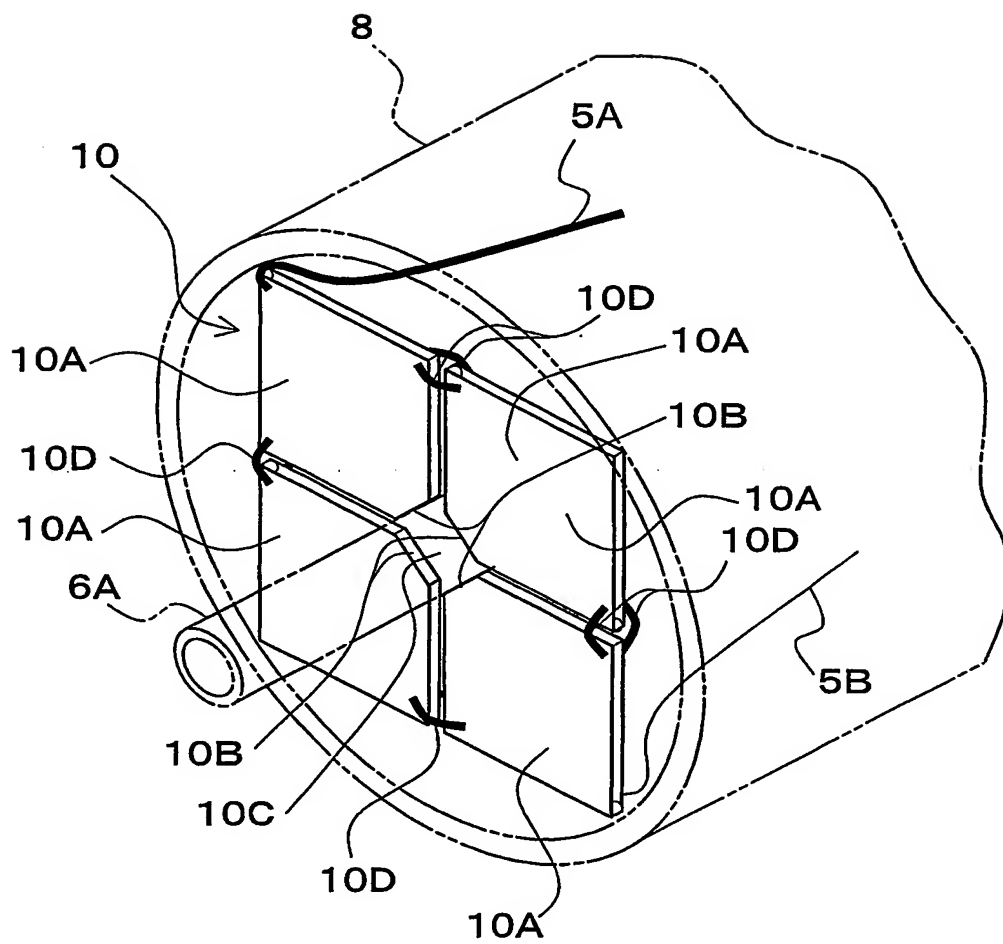


図6

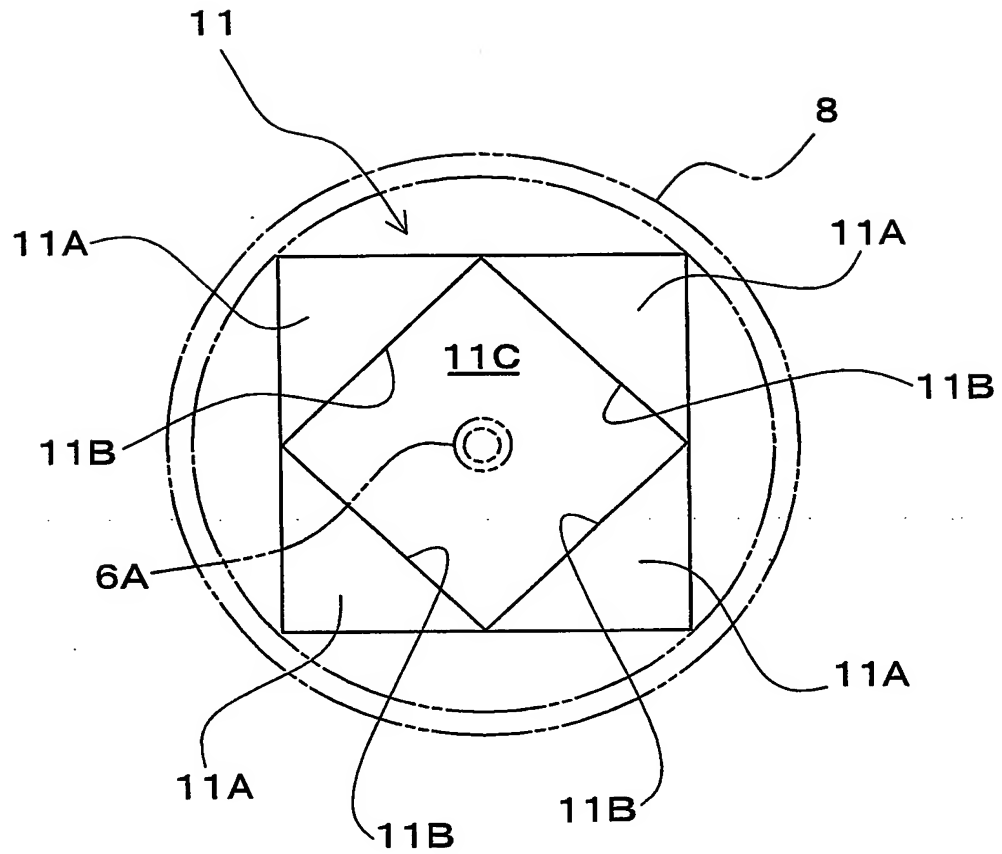


图7

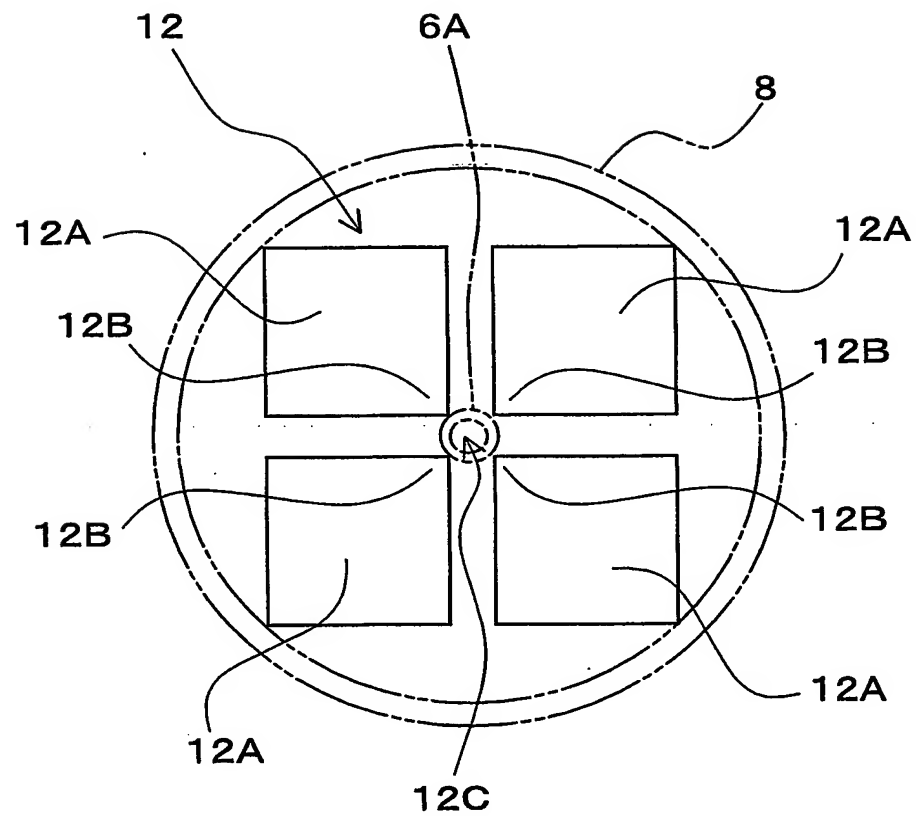


図8

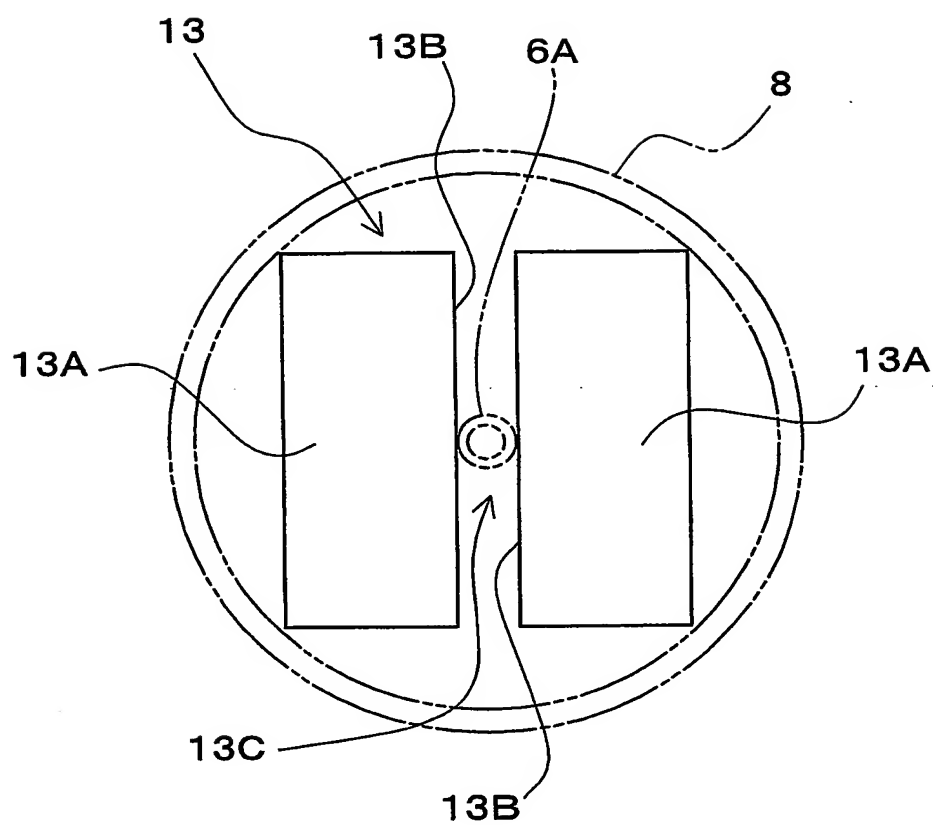


図9

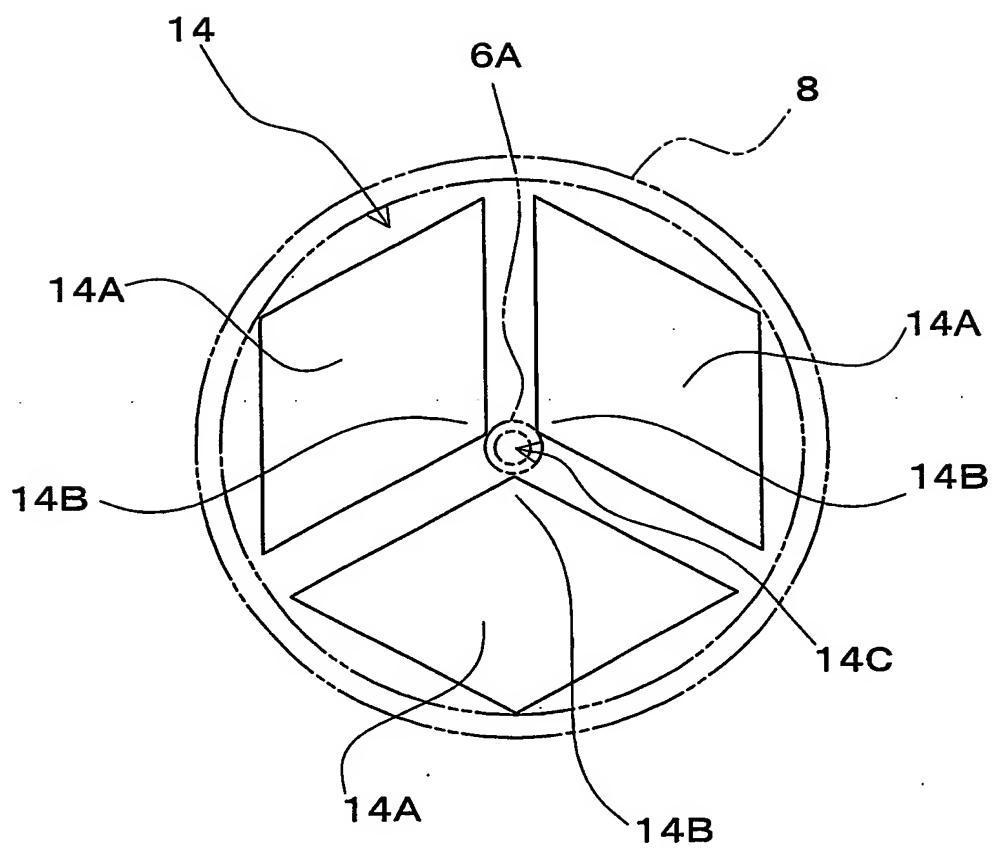


図10

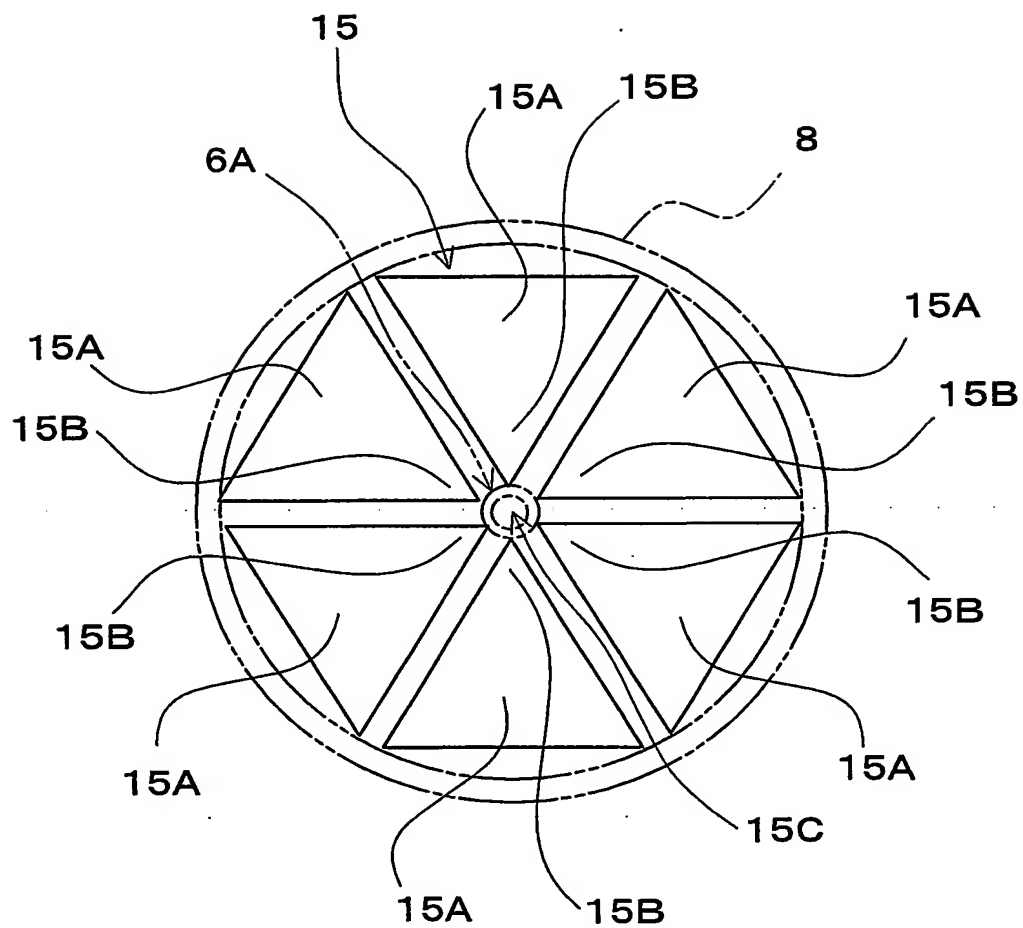
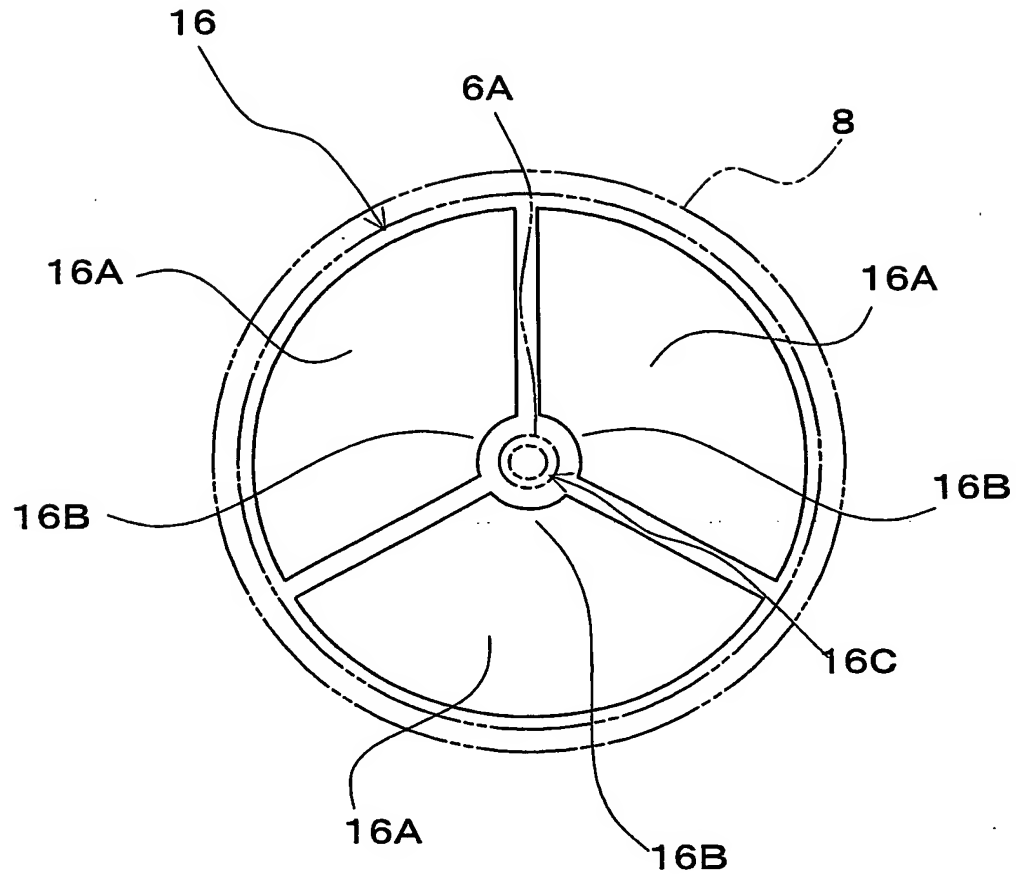
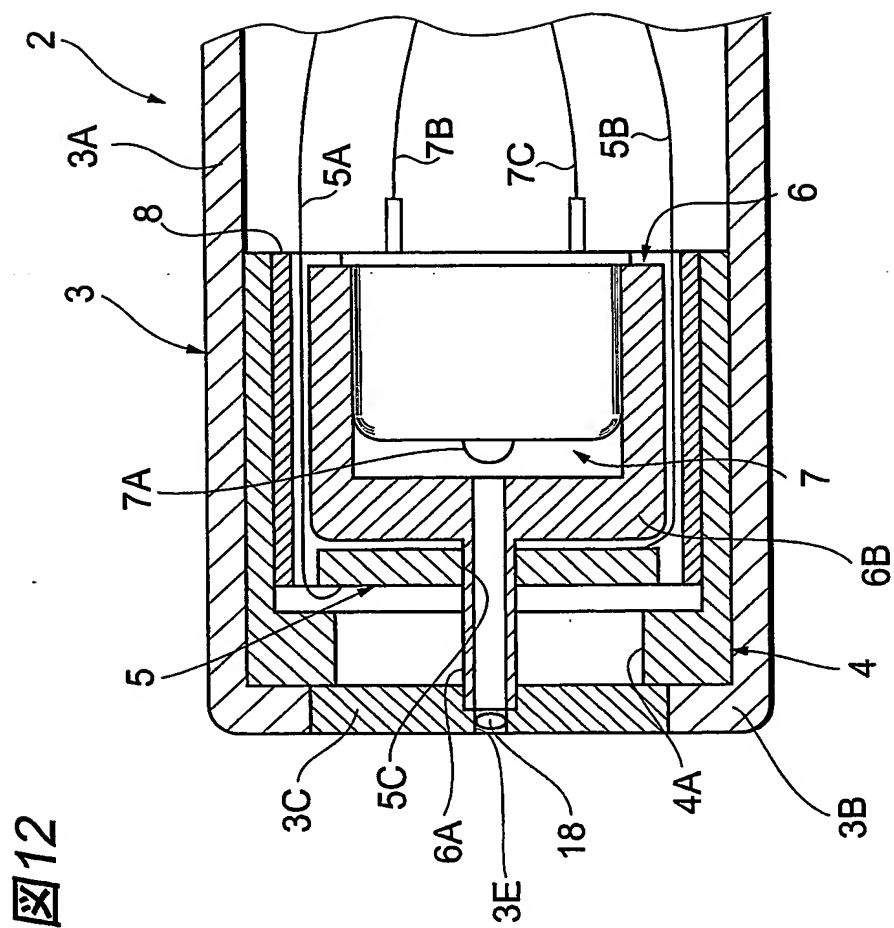
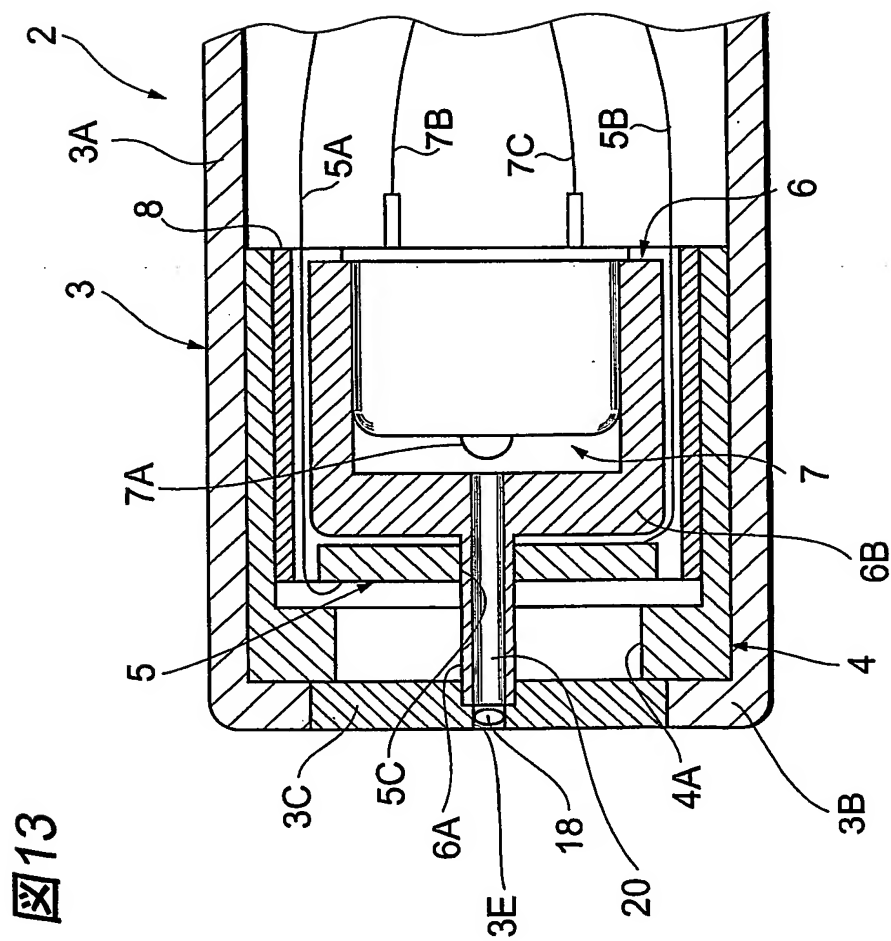


図11







INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/10526

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ G01T7/00, G01T1/161

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G01T1/00-G01T7/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 5-500415 A (Care Wise Medical Products Corp.), 28 January, 1993 (28.01.93), Full text; Figs. 1 to 24	1, 5-11
Y	Full text; Figs. 1 to 24	4
A	Full text; Figs. 1 to 24 & US 4959547 A & CA 2060307 A & WO 90/15346 A2 & AU 5956890 A & EP 0476064 A	2, 3
X	JP 7-55943 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 03 March, 1995 (03.03.95), Full text; Figs. 1 to 9	1
Y	Full text; Figs. 1 to 9	4-11
A	Full text; Figs. 1 to 9 (Family: none)	2, 3

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
17 November, 2003 (17.11.03)

Date of mailing of the international search report
02 December, 2003 (02.12.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10526

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 6-331934 A (Toko, Inc.), 02 December, 1994 (02.12.94), Full text; Fig. 1 (Family: none)	4-7
A	JP 2-206787 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 16 August, 1990 (16.08.90), Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	2, 3

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T7/00, G01T1/161

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T1/00-G01T7/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 5-500415 A (ケア・ワイズ・メディカル・プロダクツ・コーポレーション) 1993. 1. 28	1、5-11
Y	全文、第1-24図	4
A	全文、第1-24図	2、3
	& US 4959547 A & CA 2060307 A	
	& WO 90/15346 A2 & AU 5956890	
	A & EP 0476064 A	

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 11. 03

国際調査報告の発送日

02.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

山口 敦司

2M

3104

電話番号 03-3581-1101 内線 3226

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 7-55943 A (浜松ホトニクス株式会社) 1995. 3. 3 全文、第1-9図	1
Y	全文、第1-9図	4-11
A	全文、第1-9図 (ファミリーなし)	2、3
Y	J P 6-331934 A (東光株式会社) 1994. 12. 2 全文、第1図 (ファミリーなし)	4-7
A	J P 2-206787 A (浜松ホトニクス株式会社) 1990. 8. 16 全文、第1-7図 (ファミリーなし)	2、3